

02P1103-1



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

⑫ Patentschrift
⑩ DE 195 05 283 C 1

(51) Int. Cl. 5:
H 05 G 1/64
G 01 N 23/04
H 04 N 5/32
A 81 B 6/00

(21) Aktenzeichen: 195 05 283-8-33
(22) Anmeldetag: 16. 2. 95
(43) Offenlegungstag: —
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 11. 4. 98

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:

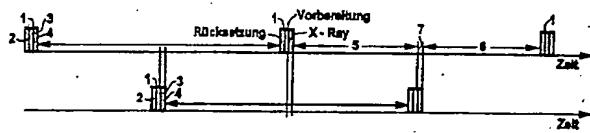
72) Erfinder: Hessler, Dietrich, Dipl.-Ing., 91080 Uttenreuth, DE

58 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

EP 04 87 108 A1
»Nucl. Instr. and Methods in Physics Research A
310 (1991) 460-484;

54 Röntgenuntersuchungsanlage

67 Es soll eine Röntgenuntersuchungsanlage mit zwei bildgebenden Systemen geschaffen werden, bei der Bildartefakte durch Streustrahlung weitgehend reduziert sind. Die bildgebenden Systeme weisen a-Si:H -Detektoren auf, welche wechselseitig mit Röntgenpulsen (4) beaufschlagt werden, zwischen denen die Bildauslesung erfolgt, wobei der Röntgenpuls (4) des einen Detektors in der Pause (7) zwischen der Auslesung der beiden Halbbilder des anderen Detektors liegt und der Störanteil durch Differenzbildung zweier Halbbilder ermittelt und vom Gesamtbild abgezogen wird.



DE 19505283 C1

Beschreibung

In der Röntgenkardiologie werden zwei gleichzeitig aktive, gekreuzte, bildgebende Systeme (Zweiebenenanlage) betrieben. Die unvermeidliche Streustrahlung aus dem Patienten beim Betrieb des einen Systems erreicht auch den Detektor des anderen Systems und führt dort zu unerwünschten Überlagerungen im Bild. Dies gilt wechselseitig. Eine Zweiebenenanlage ist beispielsweise in EP 0 487 108 A1 beschrieben. Dabei sind CCD-Detektoren vorgesehen. Damit die Streustrahlung nicht zu einer Verfälschung des Bildes führt, wird der CCD-Detektor vor dem Auftreten des Streustrahlungsimpulses in einen für die Bildaufnahme inaktiven Zustand versetzt. In "Nucl. Instr. and Methods in Physics Research" A310 (1991), S. 460–464 ist die Verwendung von a-Si:H-Detektoren in bildgebenden Systemen beschrieben. Bei dieser Art von Detektoren ist die Unterdrückung von Streustrahlungsartefakten in der geschilderten Weise nicht möglich.

Der Erfundung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgenuntersuchungsanlage mit zwei bildgebenden Systemen mit a-Si:H-Detektoren so auszubilden, daß die durch Streustrahlung erzeugten Artefakte weitgehend reduziert sind.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs 1.

Weiterbildungen und Einzelheiten der Erfundung ergeben sich aus dem Unteranspruch.

Die Erfundung ist nachfolgend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 Pulsverläufe zur Erläuterung des Erfindungsgedankens,

Fig. 2 eine schematische Darstellung des Detektors eines bildgebenden Systems für eine Röntgenuntersuchungsanlage nach der Erfundung,

Fig. 3 und 4 zwei Varianten zur Erläuterung der erfindungsgemäßen Artefaktreduktion, und

Fig. 5 bis 18 Kurvenverläufe zur erfindungsgemäßen Artefaktreduktion.

In der Fig. 1 sind in der oberen Zeile die Pulse eines ersten bildgebenden Systems dargestellt. Ein Puls 1 vereinigt einen Teilpuls 2 zur Lösung der Restinformation vom vorhergehenden Bild; einen Teilpuls 3 zur Aufladung der Photodioden in dem a-Si:H-Detektor des bildgebenden Systems und einen Röntgenpuls 4. Zwischen zwei Pulsen 1 liegt die Auslesezeit, die für das erste Halbbild mit 5 und das zweite Halbbild mit 6 bezeichnet ist. Dazwischen liegt eine Pause 7.

In der unteren Zeile der Fig. 1 wird gezeigt, daß die Pulse 1 des zweiten bildgebenden Systems zeitlich versetzt gegenüber den Pulsen 1 des ersten bildgebenden Systems sind. Ein Röntgenpuls 4 des zweiten bildgebenden Systems erzeugt eine unerwünschte Streustrahlung, die auf den Detektor des ersten Systems fällt und dort auf die noch nicht auslesene Bildinformation addiert wird. Bei ununterbrochenem Betrieb ist diese Störung nicht vermeidbar, kann aber kompensiert werden, wenn folgendes gilt:

- Die Streustrahlung allein führt zu einem Bild, das im Vergleich zur Systemgrenze, gegeben durch den Zeilenabstand, nur tiefe vertikale Ortsfrequenzen (max. 1/2 Nyquist-Netzfrequenzband = 1/4 Abtastfrequenz) enthält.
- Die Systeme werden so synchronisiert, daß die Pulse 1 jeweils nach der Hälfte der Auslesezeit des anderen Systems kommen (Fig. 1).

5 c) Das Bild kann im Zwischenzeilenverfahren (Interlaced Mode) ausgelesen werden, d. h. zum Beispiel zuerst in der ersten Hälfte der Auslesezeit ein Halbbild aus nur den ungeraden Bildzeilen, dann nur den geraden.

10 d) Während der Strahlungszeit des jeweils anderen Systems, zwischen der Auslesung von zwei Halbbildern, wird eine Pause der Auslesung eingeschaltet (Fig. 1).

15 Das erste Halbbild ist von störenden Überlagerungen frei, weil der Puls 1 des anderen Systems noch nicht auftrat. Das zweite Halbbild enthält das Nutzsignal mit überlagerter Störung. Die Differenz beider Bilder enthält für tiefe Frequenzen (max. Frequenz $< 1/4$ y-Abtastfrequenz) den Störanteil allein. Er kann vom Gesamtbild abgezogen werden.

20 Die Fig. 2 zeigt schematisch den a-Si:H-Detektor 5 eines bildgebenden Systems mit den ungeraden Zeilen 6 und den geraden Zeilen 7.

Den Korrekturprozeß zeigt Fig. 3. In Fig. 3 werden auf der Leitung 8 die den geraden Zeilen 7 entsprechenden Bildsignale und auf der Leitung 9 die den ungeraden Zeilen 6 entsprechenden Bildsignale Tiefpaßfilter 10, 11 zugeführt, deren Ausgangssignale nach Interpolation auf die volle Zeilenzahl in den Interpolatoren 12, 13 einer Subtraktionsstufe 14 zugeführt werden. Deren Ausgangssignal wird zusammen mit den Signalen auf den Leitungen 8, 9 einer Additionsstufe 15 zugeführt, deren Ausgangssignal am Ausgang 16 ein von Streustrahlenartefakten weitgehend freies Bild verkörpert.

Aus den beiden Halbbildern werden durch Tiefpaßfilterung (Sinc-Interpolation) in y-Richtung (zweidimensionale Orts-Tiefpaßfilterung führt zu Ergebnissen, die von Ungleichheiten der Kanäle unabhängiger sind) und Interpolation der fehlenden Zwischenzeilen Bilder der vollen Zeilenzahl erzeugt. Nach Subtraktion liegt das Streubild isoliert vor. Die Nutzinformation, die in beiden Teilbildern gleich ist, wird zu Null subtrahiert, wenn 35 Unsymmetrien der Kanäle vermieden werden. Das Streubild wird dann vom gestörten Vollbild abgezogen. Lediglich hochfrequente Anteile des Quantenrauschens des Streubildes (jenseits der Tiefpaß-Eckfrequenz) bleiben als Reststörung unkompenziert zurück.

40 Filterung und Interpolation werden vorzugsweise digital als Faltung mit einem Faltungskern durchgeführt, der Stützwerte für die volle Zeilenzahl enthält.

Eine vereinfachte Version nach Fig. 4 ist möglich, wenn man Fehler vorzugsweise im Frequenzbereich nahe der Nyquistgrenze der Halbbilder zuläßt. Nach zum Beispiel linearer Interpolation aus Nachbarwerten genügt dann eine einzige Tiefpaßfilterung im Filter 17 im Differenzkanal am Vollbild. Liegt die Eckfrequenz des Filters 17 niedrig, d. h. $< 1/4$ y-Abtastfrequenz, werden 45 die Fehler unterdrückt.

50 Tiefere Ortsfrequenzen in y-Richtung müssen in beiden Halbbildern trotz des Zeilenversatzes praktisch gleich wiedergegeben werden. Daß dies angenommen werden darf, zeigt die folgende Systembetrachtung:

55 Die Fig. 5 und 6 behandeln zunächst die Signalverarbeitung im normalen Bild voller Zeilenzahl. Dem Ortsraum in Fig. 5 ist immer der Fourier-Raum in Fig. 6 zugeordnet. Eine sinusförmige Helligkeitsverteilung in y-Richtung, quer zu den Zeilen, ist Ausgangspunkt in Zeile a.

60 Sie wird räumlich beschnitten (endliche Detektorgröße; Zeile b), was zum Spektrum in Zeile c (Fig. 6) führt. Die Abtastung an acht Stellen pro Periode im Abstand s_p (Zeile d; Abtastfrequenz $1/s_p$) führt auf das Spektrum in

Zeile e. Die Abtastung führt zu höherfrequenten Spektralanteilen, die zur eindeutigen Rekonstruktion des ursprünglichen Signalverlaufs (Zeile g) mit einem Tiefpaß (Zeile f) höchster Eckfrequenz $1/2 \text{ sp}$ (Nyquist-Frequenz) weggefiltet werden können. Der Filterung (unendlicher Steilheit) entspricht eine Faltung mit der sinc-Funktion (Faltungskern).

Dieselbe Helligkeitsschwankung niedriger Frequenz wird nun in den Fig. 7 und 8 mit halbierter Zeilenzahl, z. B. mit allen ungeraden Zeilen, abgetastet. Das Prinzip ist unverändert. Nur die Abtast- und Nyquist-Frequenz sind halbiert. Die Rekonstruktion des Originals aus der abgetasteten Funktion durch Tiefpässe ist noch genauso möglich, weil die Spektren sich im Beispiel noch nicht überlappen und die Grenzfrequenz des Tiefpasses ebenfalls halbiert ist, so daß die Trennung der Spektralanteile gelingt. Im Grenzfall unendlich ausgedehnter Eingangsschwingungen ist das Spektrum der Eingangsschwingung unendlich schmal und die rekonstruierbare Frequenz kann bis zur halbierten Nyquist-Grenze reichen. Eine praktische Grenze für die Tiefpaß-Eckfrequenz liegt bei ca. $3/4$ dieses theoretischen Grenzwertes.

Die Fig. 9 und 10 zeigen die Abtastung nur mit den geradzahligen Zeilen. Obwohl die Abtastung zu anderen Werten führt (Zeile e), ergibt die Rekonstruktion der Eingangsschwingung durch Tiefpaßfilterung/Faltung dasselbe Ergebnis wie in den Fig. 8 und 9.

Damit ist belegt, daß die tieffrequenten Spektralanteile des Nutzbildes — bis auf Ungleichheiten in den Kanälen — durch die Subtraktion nach Interpolation (Fig. 3) herausfallen und nur der niederfrequente Streuanteil unverfälscht erhalten bleibt, so daß er vom Gesamtbild abgezogen werden kann.

Die höherfrequenten Spektralanteile (Nutzbild und Quantenrauschen des Streubildes) führen aber zu unvermeidlichen Artefakten. Da der vor dem Detektor 5 liegende Szintillator in seiner Eigenschaft als Anti-Aliasing-Filter des Eingangsbildes auf die volle Zeilenzahl abgestimmt ist, kommen Frequenzen zwischen $1/4$ und $1/2$ der Abtastfrequenz (1-Pixelabstand) vor und führen zu Doppeldeutigkeiten in den Teilbildern. Dies ist in den Fig. 11 bis 14 dargestellt.

Die Frequenz des Eingangssignals ist im Beispiel $3/4$ der Abtastfrequenz der Teilbilder. Dies führt in den Fig. 11 und 12 trotzdem zu gleichen Abtastwerten (Zeile e) wie in den Fig. 7 und 8. In den Fig. 13 und 14 sind die Abtastwerte invertiert. Im Spektrum (Zeile e) werden die hochfrequenten Eingangssignale in tiefe Lagen hingemischt (Aliasing). Die Phasenumkehr (Zeile g) führt dazu, daß sich die Beiträge in der Subtraktion nicht auslöschen, sondern sogar addieren.

Eine Minderung dieses unerwünschten Nebeneffektes kann man auf folgende Weise anstreben. Pro Vollbild wird zwischen ungerad- und geradzeiligen Teilbildern für die Auslesezeiten vor/nach dem Störpuls des fremden Systems gewechselt. Damit wechselt die Polarität der Aliasing-Störung von Bild zu Bild. Wegen der Trägheit des Auges wird dies zu einer Kompensation oder Verwischung der Störung führen, wenn die Bildfrequenz hoch genug und die Bewegung des Objektes nicht zu schnell ist. Störanteile aufgrund von Rauschen sind nicht kompensierbar. Sie addieren sich quadratisch unter der Wurzel.

Da der angesprochene Frequenzbereich bei typischen MTFs des Szintillators nur schwach vertreten ist, wird davon ausgegangen, daß die Aliasing-Artefakte — bereits ohne den obengenannten Polaritätswechsel — weniger störend auffallen als die Streustrahlung vom

Nachbarsystem.

Zur Erklärung der vereinfachten Signalverarbeitung nach Fig. 4 dienen die Fig. 15 bis 18. Hier ist eine noch niedrigere Eingangsfrequenz und ein längerer Ausschnitt angenommen. Die zu trennenden Spektralkomponenten (Zeile e) liegen so weit auseinander, daß sogar ein weniger steiles Tiefpaßfilter ausreicht. Eine einfache Realisierung besteht z. B. in der linearen Interpolation von Zwischenwerten aus den vorhandenen Nachbarwerten. Man erkennt dies auch an den Abtastwerten in Zeile e, die sich bis auf den Phasenunterschied $1/\text{sp}$ kaum unterscheiden.

Bei steigender Eingangsfrequenz werden die Fehler immer größer. Da aber auch hochfrequenter Nutzsignalen in beiden Teilbildern gleichartig erfaßt werden müssen, um sich bei Subtraktion zu kompensieren, dürfen sie nicht zur Korrektur zugelassen werden. Daher muß ein Tiefpaß geringer Eckfrequenz gewählt werden.

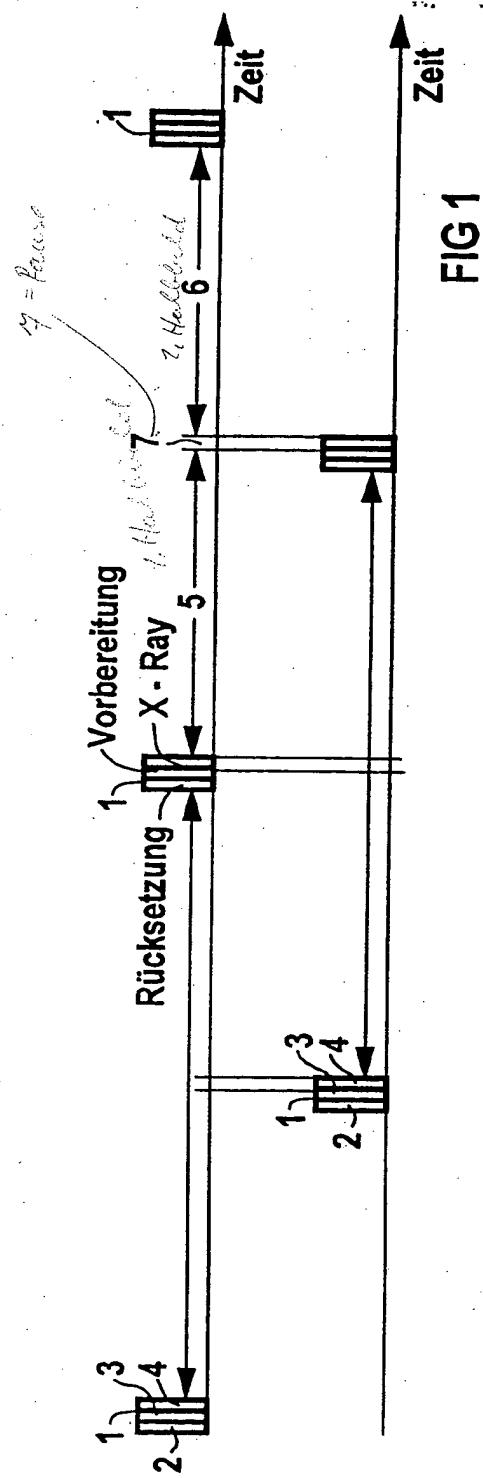
Da die Streustrahlungsbilder sehr niederfrequent sind, genügt eine grobe Abtastung. Statt jeder zweiten Zeile genügt es, jede 16. Zeile abzutasten, um das Streustrahlungsbild noch hinreichend gut zu erfassen. Dementsprechend kürzer ist die zugeordnete Auslesezeit. Die Zeilenzahl des Teilbildes ohne Störung ist entsprechend höher und seine Auslesezeit verlängert. Der Röntgenpuls des zweiten Systems rückt damit näher an den nächsten Puls des ersten Systems. Die Gleichzeitigkeit der Röntgenpulse ist besser angenähert.

Patentansprüche

1. Röntgenuntersuchungsanlage mit zwei bildbenden Systemen mit a-Si:H-Detektoren (5), welche wechselweise mit Röntgenpulsen (4) beaufschlagt werden, zwischen denen die Bildauslesung erfolgt, wobei der Röntgenpuls (4) des einen Detektors (5) in der Pause (7) zwischen der Auslesung der beiden Halbbilder des anderen Detektors (5) liegt und der Störanteil durch Differenzbildung zweier Halbbilder ermittelt und von den Zeilen des Gesamtbilds abgezogen wird, die Streustrahlenanteile enthalten.

2. Röntgenuntersuchungsanlage nach Anspruch 1, bei der aus den beiden Halbbildern durch Tiefpaßfilterung und Interpolation der fehlenden Zwischenzeilen Bilder der vollen Zeilenzahl erzeugt werden, welche voneinander subtrahiert werden.

Hierzu 11 Seite(n) Zeichnungen



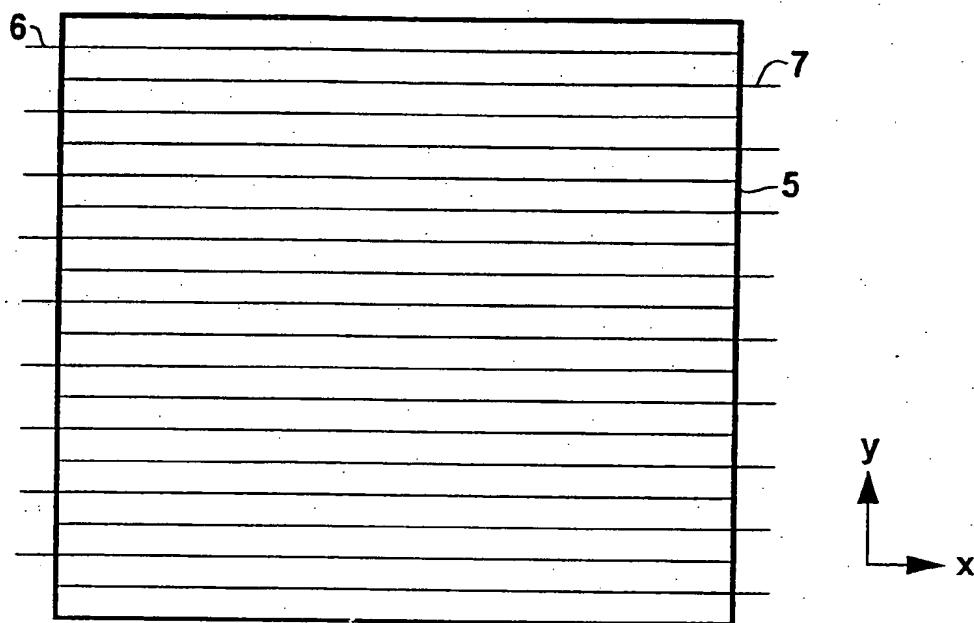


FIG 2

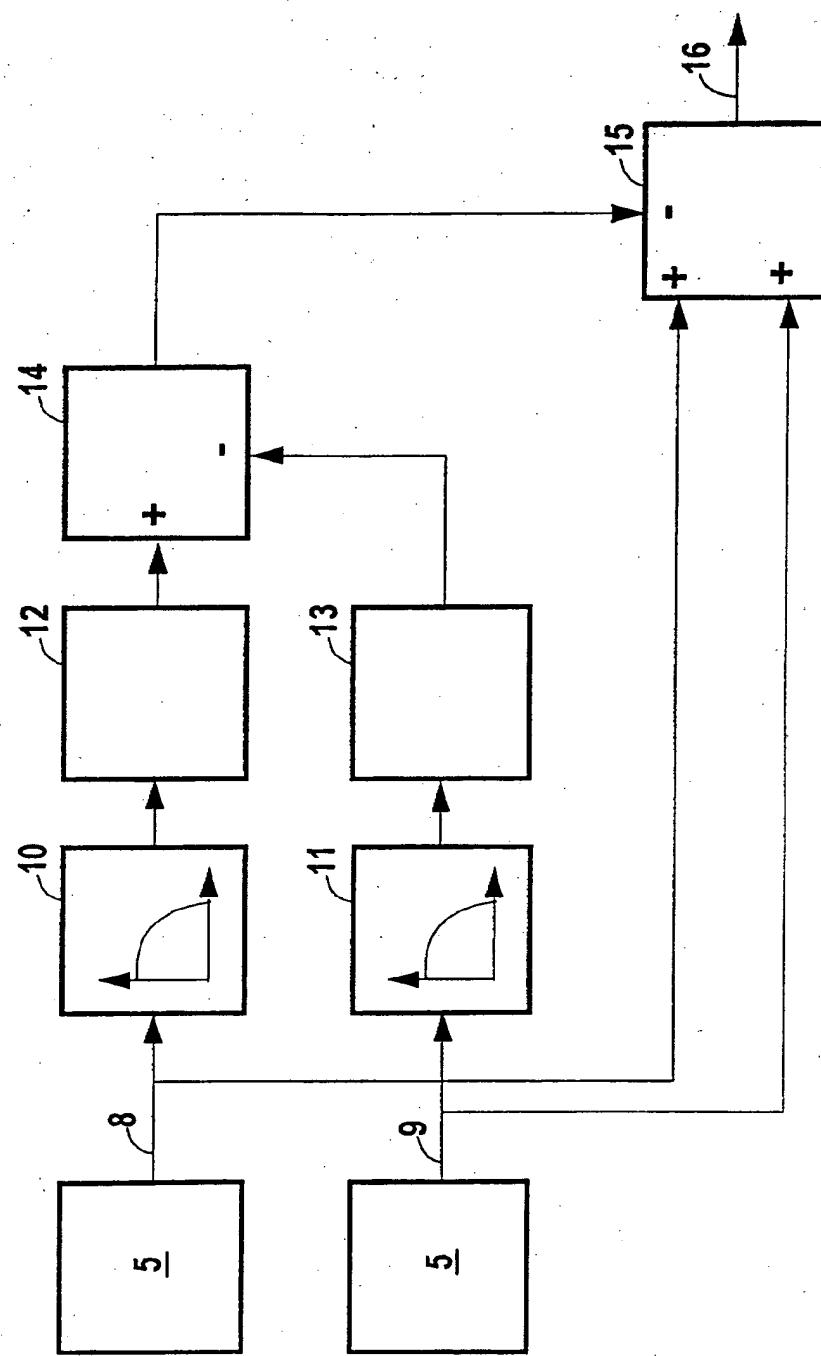


FIG 3.

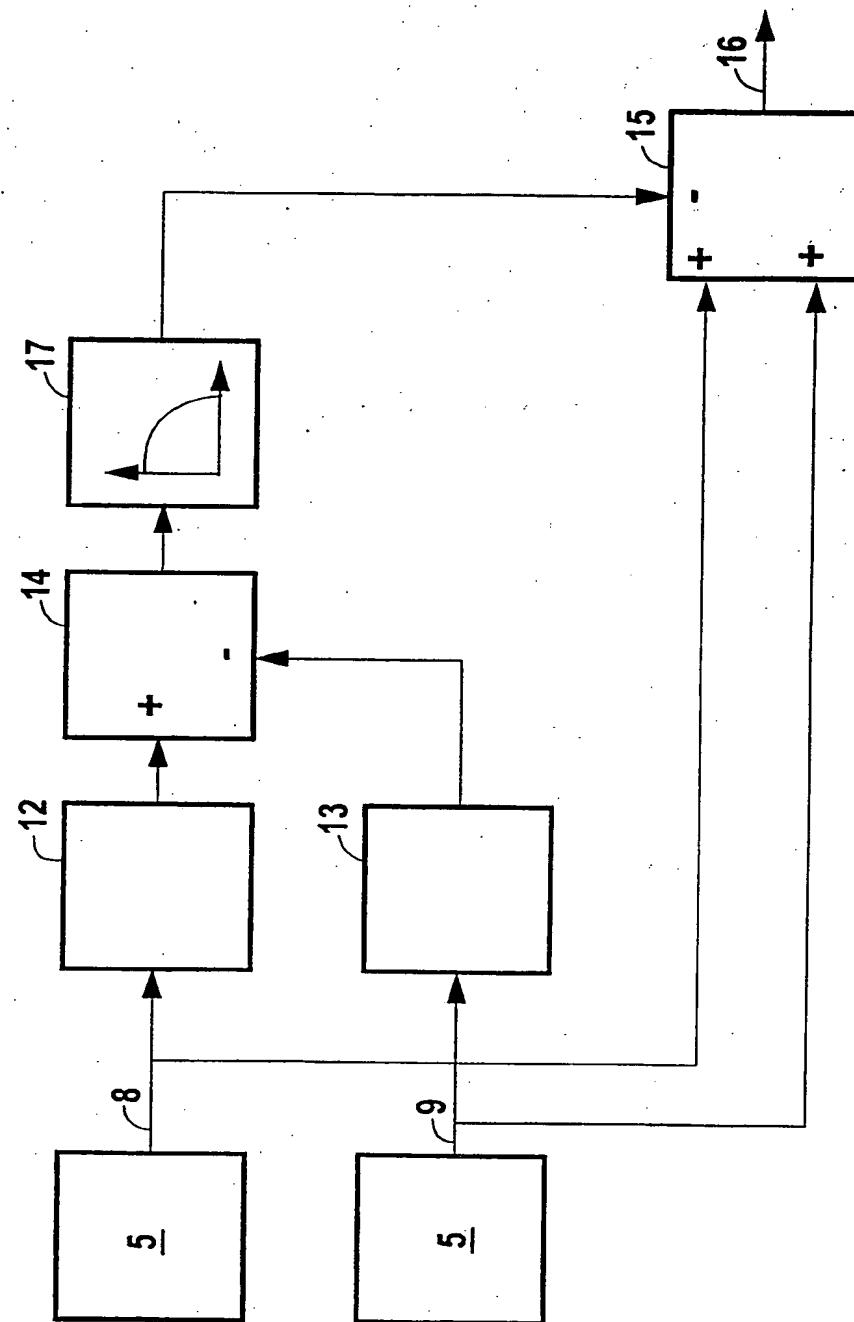


FIG 4

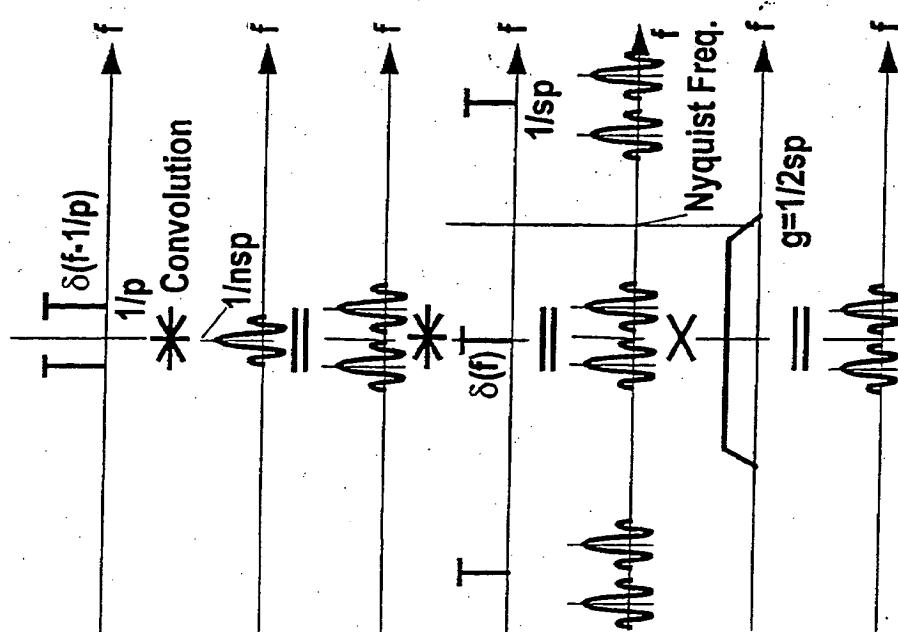


FIG 6

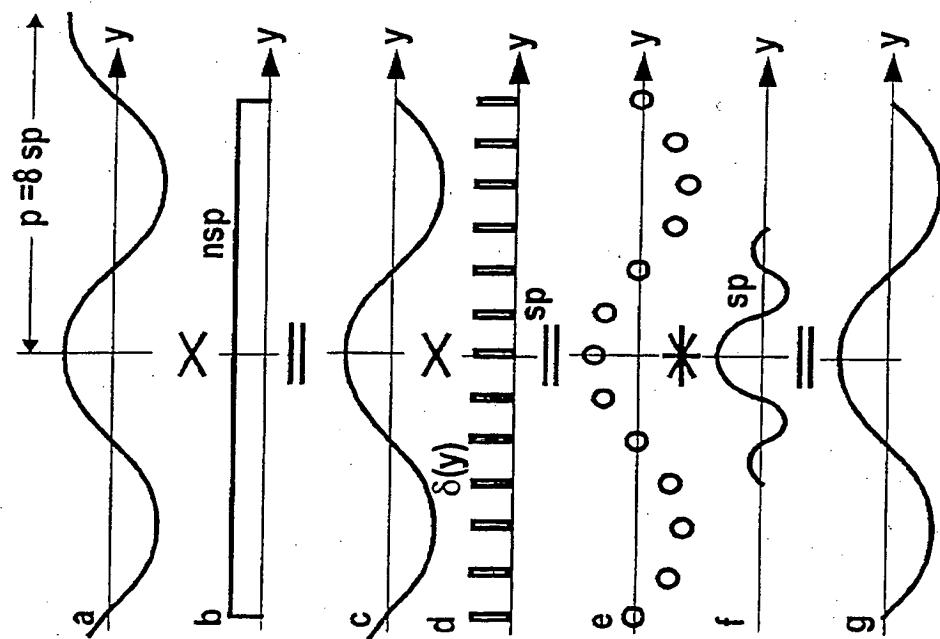


FIG 5

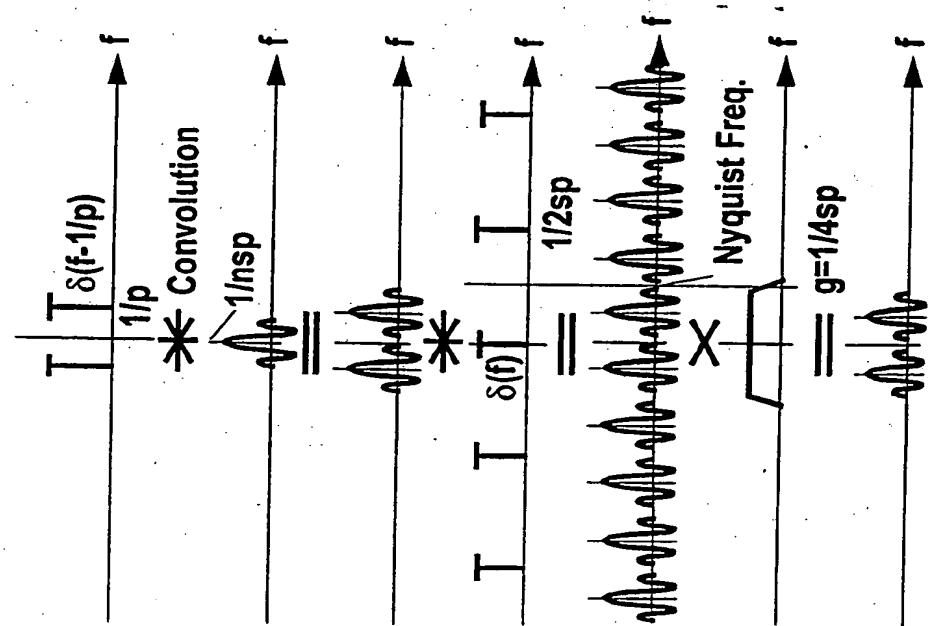


FIG 8

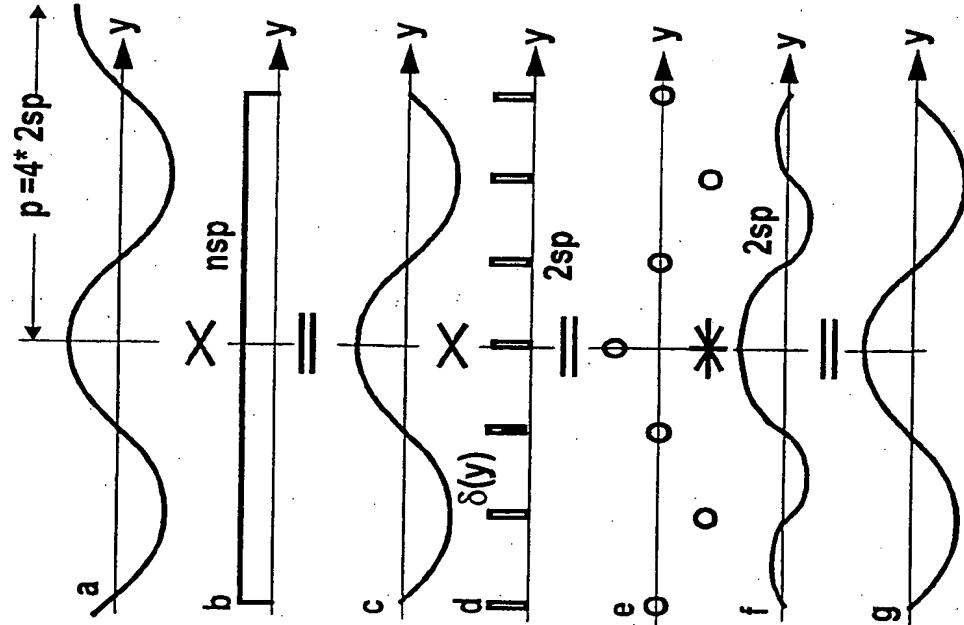
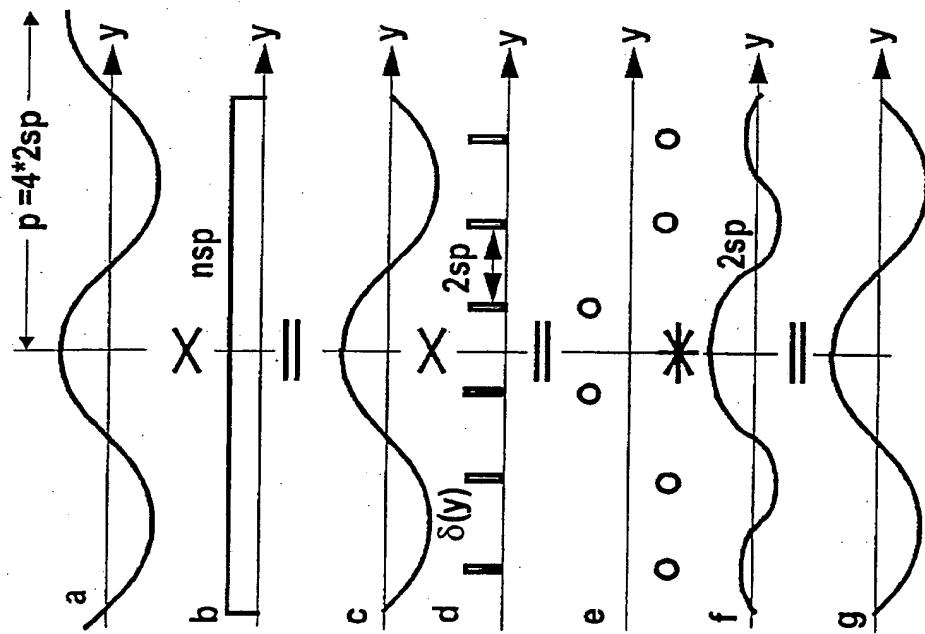
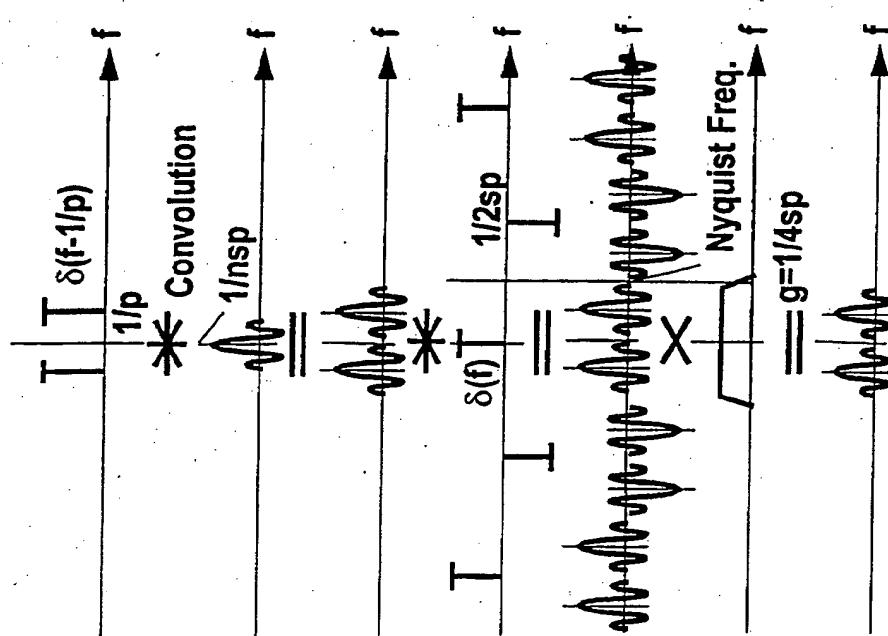


FIG 7



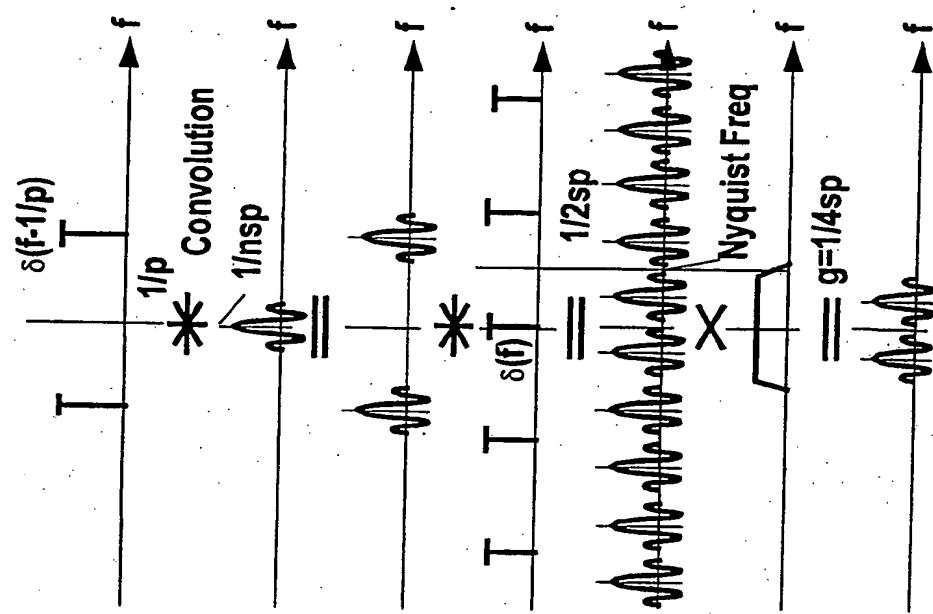


FIG 12

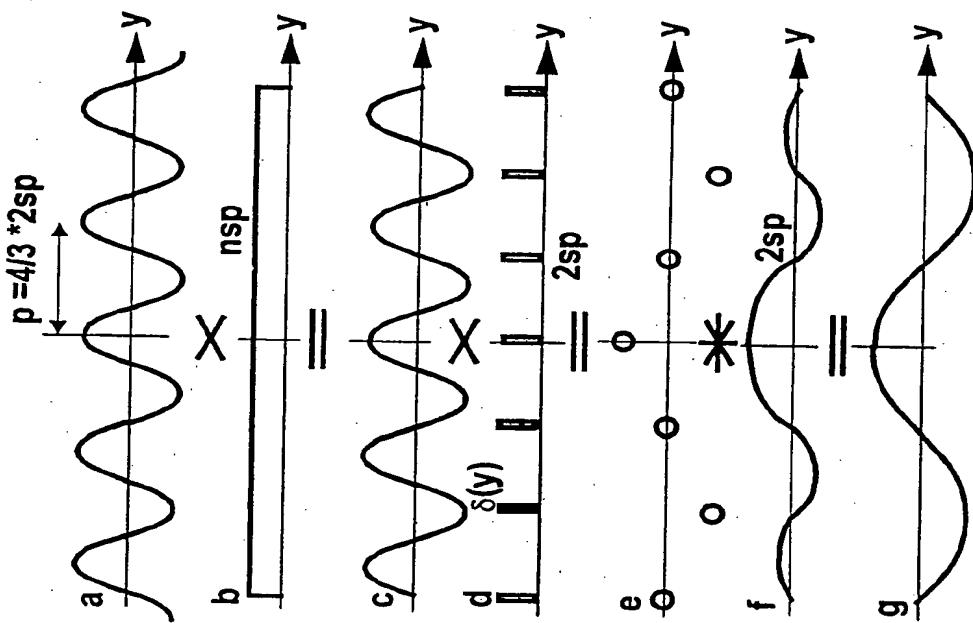
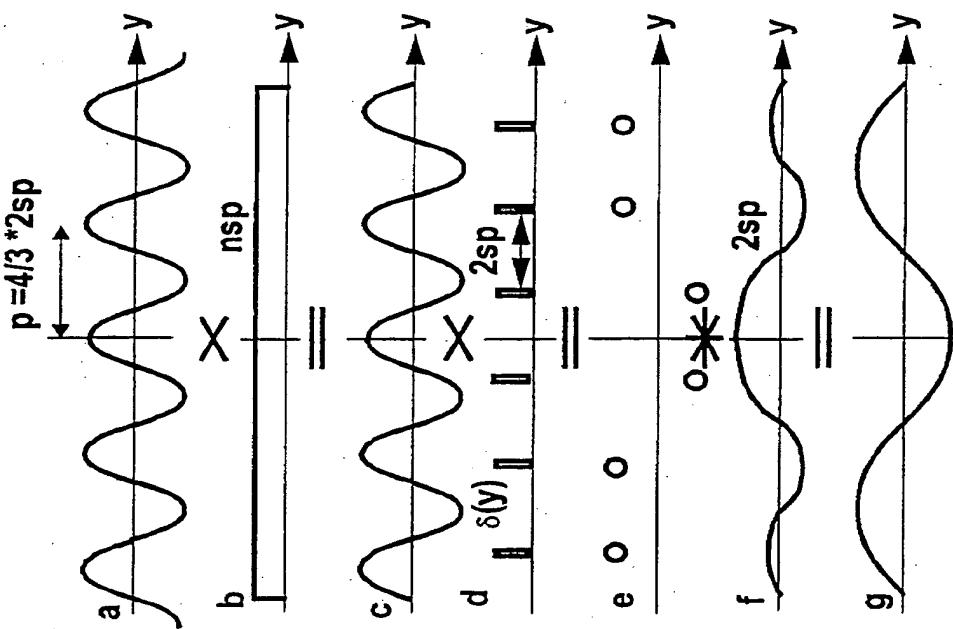
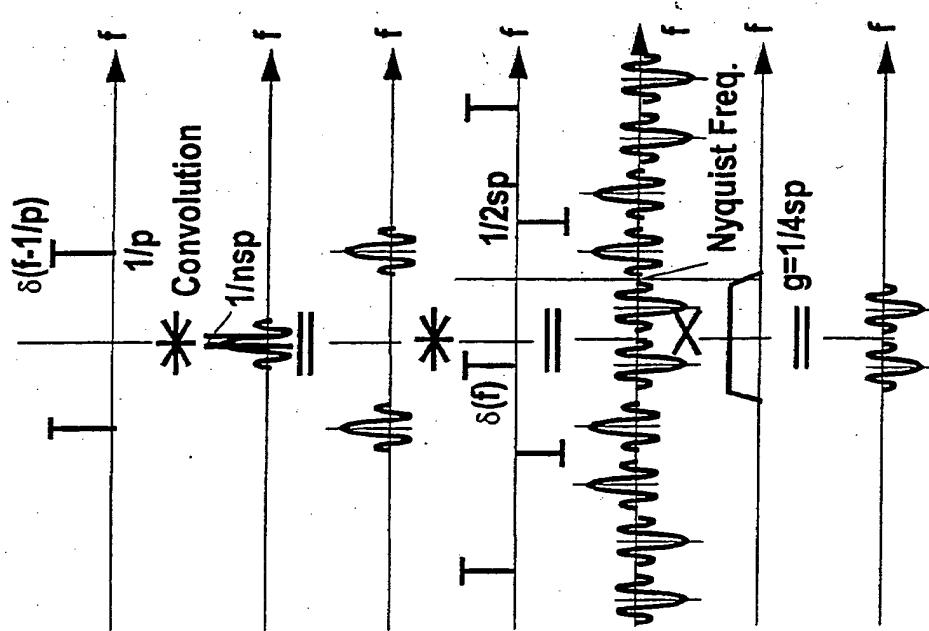
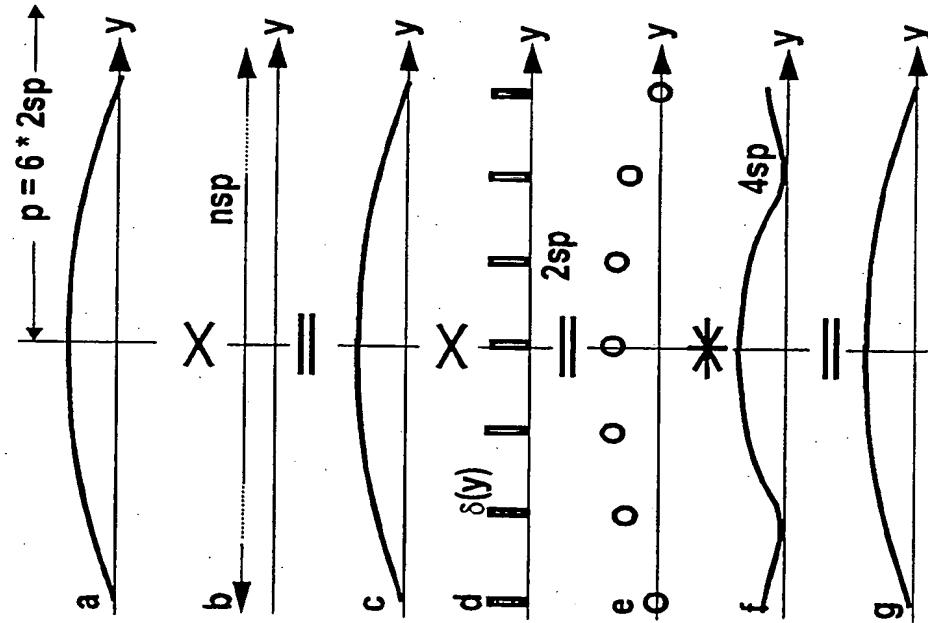
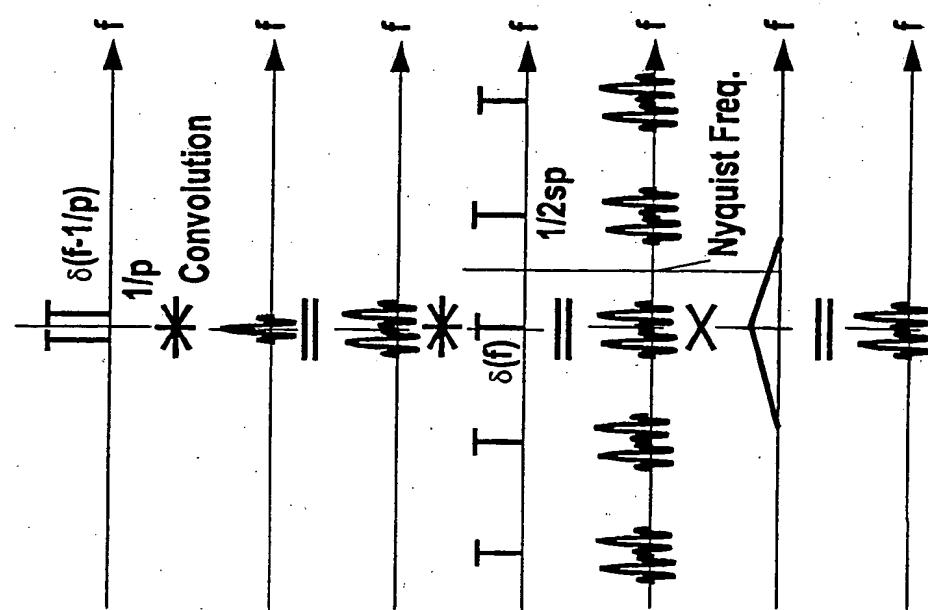
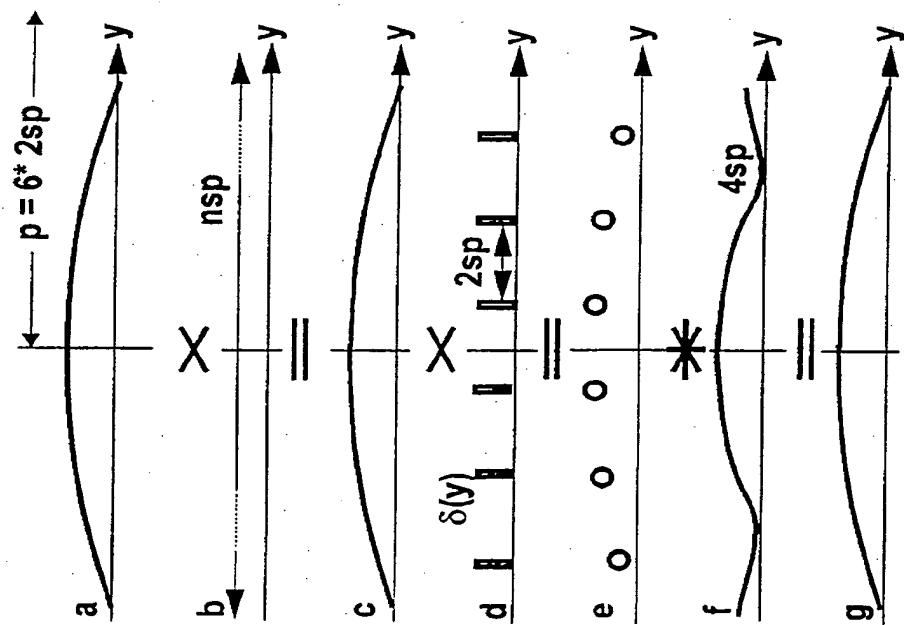
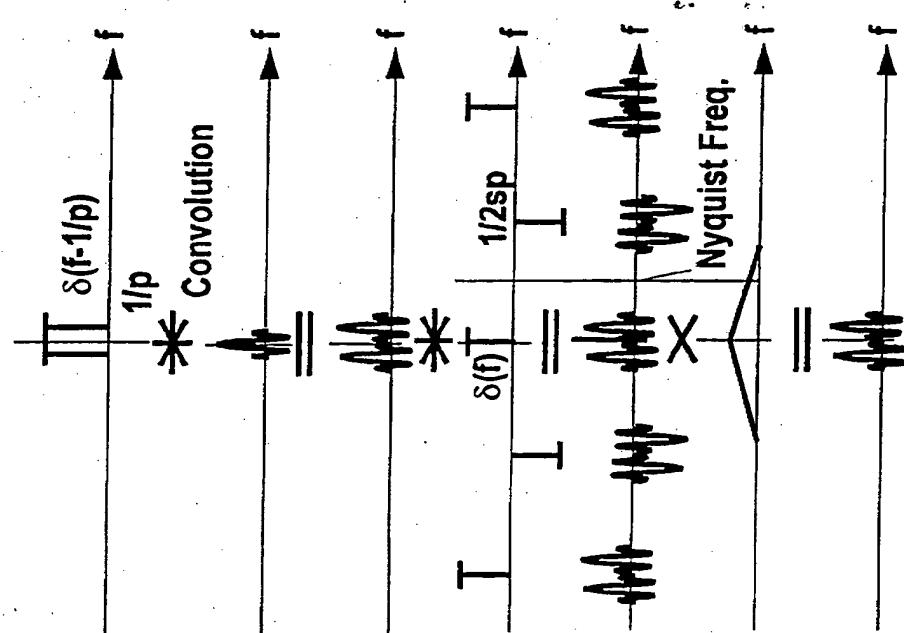


FIG 11







1/9/1

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010683741 **Image available**
WPI Acc No: 1996-180697/*199619*

XRXPX Acc No: N96-151861

Medical X-ray investigation appts. - applies x-ray pulses during intervals between reading out of two half-images, scintillator in front of detector, and subtracts one half-image from other to remove noise

Patent Assignee: SIEMENS AG (SIEI)

Inventor: HASSSLER D

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 19505283	C1	19960411	DE 1005283	A	19950216	199619 B

Priority Applications (No Type Date): DE 1005283 A 19950216

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
DE 19505283	C1	14		H05G-001/64	

Abstract (Basic): DE 19505283 C

The x-ray system includes a-Si:H detectors (5) which receive x-ray pulses (4). Images are read out from the detectors, and x-ray pulses are applied during the intervals (7) between the reading out of the two half-images. Noise is removed from the whole image by forming a difference between the two half-images. The half-images are generated by low-pass filtering (10,11) and interpolation of the missing interlaced mode images of the full line number. A scintillator is provided in front of the detector. At low frequency, i.e. max. frequency less than 1/4 of y-sampling frequency, the difference between the two half-images includes only the noise portion.

USE/ADVANTAGE - Two-plane medical X-ray investigation. Reduces artefacts.

Dwg.3/18

Title Terms: MEDICAL; X-RAY; INVESTIGATE; APPARATUS; APPLY; X-RAY; PULSE; INTERVAL; READ; TWO; HALF; IMAGE; SCINTILLATION; FRONT; DETECT; SUBTRACT; ONE; HALF; IMAGE; REMOVE; NOISE

Derwent Class: P31; S03; W04

International Patent Class (Main): H05G-001/64

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; G01N-023/04;

H04N-005/32

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S03-E06H5; W04-M01B; W04-M01F1; W04-P01F1

